

PAT-NO: JP409192218A
DOCUMENT-IDENTIFIER: JP 09192218 A
TITLE: BLOOD-SUGAR LEVEL CONTROL SYSTEM
PUBN-DATE: July 29, 1997

INVENTOR-INFORMATION:

| NAME | COUNTRY |
|--------------------|---------|
| MIYAHARA, YUJI | |
| OZAWA, OSAMU | |
| MASUZAWA, YUTAKA | |
| FUJII, TOSHIKO | |
| SONEHARA, TSUYOSHI | |
| KAN, MASAO | |

ASSIGNEE-INFORMATION:

| NAME | COUNTRY |
|-----------------|---------|
| HITACHI LTD N/A | |

APPL-NO: JP08004608
APPL-DATE: January 16, 1996

INT-CL (IPC): A61M005/00, A61B005/00

ABSTRACT:

PROBLEM TO BE SOLVED: To continuously monitor a blood-sugar level noninvasively by providing an injection means and a liquid injection quantity control means in a device which directly irradiates the light on the living body and measures the living substance density based on a transmitted light, a scattered light, or a photoacoustic signal generated from the living body.

SOLUTION: A semiconductor laser 1 and a photo detector 2 are so installed that the both optic axes are coincided with each other and near infrared rays are directly irradiated on a sample (a living body) 3 inserted between them. The output of the photo detector 2 is input in a computer 7 via an amplifier 6 so that glucose density (namely, the blood-sugar level) is calculated, and the result is displayed on a display 8 and at the same time stored in a storage device 9. Insulin feeding quantity is optimized according to the measured glucose density and after the signal based on the insulin quantity is input into a liquid injection quantity controller 10, a liquid injection device 11 is actuated so as to automatically inject insulin into the sample (the living body) 3 via a needle 12.

COPYRIGHT: (C)1997,JPO

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平9-192218

(43) 公開日 平成9年(1997)7月29日

| | | | | |
|---------------------------|-------|--------|-------------|--------|
| (51) Int.Cl. ⁴ | 識別記号 | 弁内整理番号 | F 1 | 技術表示箇所 |
| A 61 M 5/00 | 3 2 7 | | A 61 M 5/00 | 3 2 7 |
| A 61 B 5/00 | | | A 61 B 5/00 | N |

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平8-4608

(22) 出願日 平成8年(1996)1月16日

(71) 出願人 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

(72) 発明者 宮原 裕二

東京都国分寺市東窓ケ座1丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 小沢 理

東京都国分寺市東窓ケ座1丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(72) 発明者 藤沢 裕

東京都国分寺市東窓ケ座1丁目280番地

株式会社日立製作所中央研究所内

(74) 代理人 弁理士 磯村 雅俊

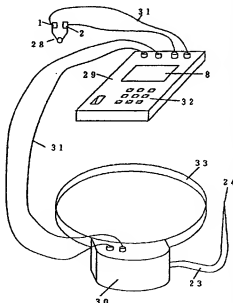
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血糖値管理システム

(57) 【要約】

【課題】 血糖値を無侵襲に連続モニタリングまたは間欠測定し、その値に応じて定量的にインシュリン量を最適化し、自動的にインシュリンを体内に注入するシステムを提供すること。

【解決手段】 少なくとも1個の光源と、光検出器または音響センサから成り、生体に直接光を照射して生体から生ずる透過光、散乱光または音響信号を検出し、コンピュータにより生体物質濃度を計算する装置に、液体注入機構および液体量制御機構を設けて、コンピュータと液体量制御機構、液体量制御機構と液体注入機構、および、液体注入機構と生体を接続し、フィードバックループを形成したことを特徴とするシステム。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 生体に直接光を照射する少なくとも1個の光源と、生体から生ずる透過光、散乱光または光音響信号を検出する光検出器または音響センサを有する生物物質濃度を測定する装置に、血糖値回復用液体の注入手段および液体注入量制御手段を設けたことを特徴とする血糖値管理システム。

【請求項2】 前記液体の注入手段は、生体利入用の針、液体を保持する容器および容器中の液体に圧力を加える可圧手段から構成されることを特徴とする請求項1記載の血糖値管理システム。

【請求項3】 前記液体注入量制御手段は、前記可圧手段に回転または直線運動の動力を伝達するモータ、および、前記生物物質濃度測定装置からの信号に対応して前記モータの動作を制御する制御回路から構成されることを特徴とする請求項2記載の血糖値管理システム。

【請求項4】 前記液体の注入手段および液体注入量制御手段は、フレキシブルなベルの備わった容器内に設置されることを特徴とする請求項1から3のいずれかに記載の血糖値管理システム。

【請求項5】 前記容器は保冷部を有し、前記液体の注入手段が前記保冷部内に設置されることを特徴とする請求項4記載の血糖値管理システム。

【請求項6】 前記光源は半導体レーザーであり、発振波長の極大値が1.56 μm 、2.08 μm または2.27 μm であることを特徴とする請求項1から5のいずれかに記載の血糖値管理システム。

【請求項7】 検出部、信号処理部、液体注入部から構成され、これらの3つの部分はフレキシブルな信号線で接続され、前記検出部は、発振波長の極大値が1.56 μm 、2.08 μm または2.27 μm にある少なくとも1個の半導体レーザーと光検出器または音響検出器とを有し、生体に直接光を照射して生体から生ずる透過光、散乱光または光音響信号をそれぞれ前記光検出器または音響検出器で検出し、前記信号線を介して前記信号処理部に入力し、該信号処理部は、増幅器、コンピュータ、記憶部、表示部、操作部を有し、前記検出部から入力された信号に基づいてグルコース濃度を算出し、その結果を記憶、表示し、グルコース濃度の値に対応した信号を前記液体注入部に入力し、該液体注入部は、生体利入用の針、インシュリンを保持する容器および容器中のインシュリンに圧力を加える可圧手段から構成される液体注入手段、前記可圧手段に回転または直線運動の動力を伝達するモータ、および、前記信号処理部からの信号に対応して前記モータの動作を制御する制御回路から構成される液体注入量制御手段から成ることを特徴とする血糖値管理システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は医療用試料中の化学

成分を分析、管理する装置に関し、特に血糖値管理システムに関する。

【0002】

【従来の技術】 血糖値は糖尿病の指標となる特性値であり、糖尿病患者は、自分で血糖値を測定し、血糖値が所定の範囲になるよう、自分で管理しなければならない。また、糖尿病患者のうち、インシュリン依存型の患者は、自分の体内でインシュリンを生産できないため、血糖値に応じて体外からインシュリンを注入して補い、血糖値が所定範囲になるよう、維持しなければならない。従来、これに関連する技術としては、例えば、特開平2-191434号公報に開示されている「光を用いて血液中のグルコース濃度を測定するシステム」が知られている。このシステムは、少なくとも1個の光源と光検出器とを備え、生体に直接に光を照射し、その透過または反射光を検出して血糖値を無侵襲に計測するというものである。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】 上記従来技術では、血糖値の測定のみを目的としており、インシュリンの供給（注入）量の決定に関しては配慮されていなかった。すなわち、従来は、インシュリンを供給する際、インシュリンの注入量、注入のタイミングなどは、患者の経験により経験的に決められていたため、注入過多による低血糖の危険が常に存在していた。なお、インシュリンの供給は一般に注射によることが多いが、インシュリンの注射には消毒などの作業が伴い、患者にとっては煩雑であり、また、注射器を使用するため、人前をばばかなければならないという問題があった。更に、感染の危険性があることも、大きな問題である。上述の如く、インシュリンを注射により供給する際、その注入量、注入のタイミングなどは、患者の訓練により経験的に決められており、注入過多による低血糖の危険が常に存在していた。本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、その目的とするところは、従来の技術における上述の如き問題を解消し、血糖値を無侵襲に連続モニタリングまたは間欠測定し、その値に応じて定量的にインシュリン供給量を最適化して、更には自動的にインシュリン体内に注入するに用いるに好適なシステムを提供することにある。

【0004】

【課題を解決するための手段】 本発明の上記目的は、生体に直接光を照射する少なくとも1個の光源と、生体から生ずる透過光、散乱光または光音響信号を検出する光検出器または音響センサを有する生物物質濃度を測定する装置に、血糖値回復用液体の注入手段および液体注入量制御手段を設けたことを特徴とする血糖値管理システムによって達成される。より具体的に述べれば、本発明の目的は、検出部、信号処理部、液体注入部から構成され、これらの3つの部分はフレキシブルな信号線で接続

され、前記検出部は、発振波長の極大値が1.56 μm

m, 2.08 μ mまたは2.27 μ mにある少なくとも1個の半導体レーザーと光検出器または音響検出器とを有し、生体に直接光を照射して生体から生ずる透過光、散乱光または光音響信号をそれそれ前記光検出器または音響検出器で検出し、前記信号線を介して前記信号処理部に入力し、該信号処理部は、増幅器、コンピュータ、記憶部、表示部、操作部を有し、前記検出部から入力された信号に基づいてグルコース濃度を算出し、その結果を必要に応じて記憶、表示し、グルコース濃度の値に対応した信号を前記液体注入部に入力して、該液体注入部は、生体刺入用の針、インシュリンを保持する容器および容器中のインシュリンに圧力をかける可圧手段から構成される液体注入手段、前記可圧手段に回転または直線運動の動力を伝達するモータ、および、前記信号処理部からの信号に対応して前記モータの動作を制御する制御回路から構成される液体注入量制御手段から成ることを特徴とする血糖値管理システムによって達成される。

【0005】

【発明の実施の形態】本発明に係る血糖値管理システムにおいては、生体から生ずる透過光、散乱光または光音響信号を検出し、これに基づいて生体物質濃度を計算するコンピュータと、液体注入手段および液体注入量制御手段とを設け、上記コンピュータと液体注入量制御手段、該液体注入量制御手段と液体注入手段、および、該液体注入手段と生体を接続し、フィードバックループを形成したので、血糖値を無侵襲に連続モニタリングまたは間欠測定し、その値に応じて定量的にインシュリン供給量を最適化して、更に自動的にインシュリンを体内に注入するに用いるに好適なシステムを実現できるものである。以下、本発明の実施例を図面に基いて詳細に説明する。

【0006】図1は、本発明の第1の実施例に係る血糖*

$$I_t = I_{exp}(-kcd)$$

ここで、cは吸収物質の濃度、kは吸収係数、dは吸収物質の厚さを表す。これより、目的物質の吸収波長に合わせたレーザを用い、試料の厚さを一定にすれば、透過光強度の測定により目的物質の濃度を求めることができる。例えば、グルコースは1560nm, 2076nm, 2272nmに特徴的な吸収を有するので、上記いづれかの波長の半導体レーザーおよび半導体光検出器を用いれば、生体中、主に血管中のグルコース濃度を採血せずに測定することができる。

【0009】生体中では光の散乱が大きいため、厚い生体試料の測定には高出力のレーザを用いる必要がある。例えば、波長1560nm、出力100mWの半導体レーザーを用いれば約1.5mmの厚さの生体を測定することができ、また、出力100mWのレーザを用いると約8mmの厚さの生体を測定することができる。以上の方式で血糖値を無侵襲計測し、その値に応じてインシュリンを体内に注入した場合、インシュリンの作用により血糖値が低下するのに50

* 値管理システムの構成を示すものである。本実施例では、透過光測定方式に基づく血糖値管理システムの構成を示している。図中、実線は電気信号の流れ、点線は光路を示す。図1において、1は駆動装置4よりパルス発振または連続発振する半導体レーザー、2は光検出器である。ここでは、半導体レーザー1と光検出器2を両者の光軸が一致するように設置し、半導体レーザー1と光検出器2の間に試料(生体)3を挿入して、近赤外光を直接試料3に照射する。半導体レーザー1から出射した光はコリメータレンズ5を介して集光され、効率よく試料3に照射される。光検出器2の出力は増幅器6を介してコンピュータ7に取り込まれ、濃度への換算、前回値との比較、その他の演算などが行われる。

【0007】演算した結果は、表示装置8に表示される。また、演算結果、検査日などの情報は、記憶装置9に記憶することができ、必要な情報を、随時、取り出すことができる。また、測定したグルコース濃度(すなわち、血糖値の値)に応じて、インシュリン供給量の最適化を図り、インシュリン量に基づき信号をコンピュータから液体注入量制御装置10に入力し、更に液体注入装置11を動作させて針12を介してインシュリンを試料(生体)3に自動的に注入する。なお、上述の測定によるグルコース濃度を血糖値に変換する手順は、一般には検査量を用いて行われるものであり、例えば、本出願人が先に提出した特願平6-305886号、同7-1723号、同7-1124号明細書に詳細に記載されている。

【0008】生体に近赤外光を照射する時、一部は表面で反射し、他は生体中を拡散して透過する。その際、近赤外光の一部は生体物質に吸収される。入射光強度 I_0 と透過光強度 I_t の間には、下記の式(1)で示される Lambert-Beer の法則が成り立つと考えられる。

$$\cdots(1)$$

※は、一定時間を経る。その間、血糖値は連続モニタリングされ、次に注入されるインシュリン量が計算されるが、インシュリン注入のタイミングは、その作用が現れるまでの時間遅れを考慮して決定する必要がある。

【0010】なお、インシュリンを1度に多量に体内に注入すると、低血糖状態に陥る可能性があり、生命の維持が困難になる危険性がある。従って、血糖値測定のサンプリング時間およびインシュリン注入の量およびタイミングは、予め各利用者のインシュリンの作用の現れ時間を調べ、それに基づいてコンピュータで最適化する必要がある。上記実施例に係る血糖値管理システムによれば、消毒などの煩雑な作業や人前での採血および注射器による注入を必要とせず、人前をばかるといふ問題や感染の危険性を大幅に低減させることができる。また、インシュリンを注射する際、インシュリンの注入量、注入のタイミングなどを、コンピュータにより正確かつ定量的に最適化することができるので、低血糖

の状態に陥る危険性を大幅に低減させることができる。

【0011】本発明の第2の実施例に係る血糖値管理システムの構成を、図2に示す。本実施例は、第1の実施例において発振波長の異なる複数の半導体レーザを用いて複数波長の光を生体に照射し、各波長の透過光強度を解析して生体物質濃度を測定するシステムである。図2に示した実施例には、2個の半導体レーザを用いる場合を示してある。グルコースの吸収波長に発振波長を調整した第1の半導体レーザ1と、グルコースの吸収波長と異なる発振波長を有する第2の半導体レーザ2を用い、それぞれ、駆動装置4、4'によりパルス発振または連続発振させて、第1の波長の光および第2の波長の光を生体に照射し、各光の透過光を各波長に対応する半導体光検出器2および2'で検出し、増幅器6および6'に入力する。

【0012】そして、各波長の透過光強度、すなわち増幅器6および6'の出力をコンピュータ7に入力し、差または比を計算して濃度に換算する。測定したグルコース濃度、すなわち血糖値の値に応じてインシュリン量の最適化を図り、インシュリン量に基づく信号をコンピュータから液体注入量制御装置10に入力し、更に、その指示により液体注入装置11を動作させて、針12を介してインシュリンを生体3に自動的に注入する。グルコースを測定する場合、第1の半導体レーザの波長を1560nm、2076nm、2272nmのいずれかに設定し、第2の半導体レーザの波長を1460nm、1976nm、2172nmのいずれかに設定すればよい。本方式では、2波長の透過光の差または比が計算されるので、生体の厚さなどの違いによる測定誤差を低減することができる、高精度測定に適している。

【0013】また、第1の半導体レーザと第2の半導体レーザの空間的な位置をできる限り近づけて設置すると、生体の照射部位を狭小部位に限定することができ、照射部位の違いに基づく誤差を低減することができる。第1および第2の半導体レーザをオンチップ集積化すれば、更に効果的に高精度測定が可能となる。図2では、2個の半導体レーザを用いる場合について示してあるが、更に多くの半導体レーザを用いることもできる。例えば、グルコースの吸収波長の1つである1560nmを中心として、波長を10nmずつずらした発振波長を有する計11個の半導体レーザを用い、図2と同様の構成に設置する。測定に用いる波長は、1510nmから1610nmの範囲となる。

【0014】各波長の透過光強度を各波長に対応する半導体光検出器で検出し、多変量解析により、グルコース濃度を定量化することができる。多変量解析として部分最小二乗法(Partial Least Square: PLS)、主成分分析法などを用いることができる。本方式は多波長における吸光度の情報を定量に利用することができるので、高精度測定に適している。上述の11個の半導体レーザを

オンチップ集積化すれば、照射部位の違いによる誤差を低減でき、更に精度向上が図れることは、上に述べた2個の場合と同様である。上記実施例に係る血糖値管理システムによれば、第1の実施例により得られる効果と同様の効果に加えて、複数波長の透過光の差または比が計算されるので、生体の厚さなどの違いによる測定誤差を低減することができる、高精度測定に適しているという効果が得られる。

【0015】図3に、本発明の第3の実施例に係る血糖値管理システムの構成を示す。本実施例は、光音響分光法に基づく無侵襲生体化学計測システムの構成を示したものである。半導体レーザ駆動装置4により、グルコースの吸収波長に合わせた発振波長を有する半導体レーザ1を発振させ、光を生体3に照射する。生体中で光の一部がグルコースに吸収される際、音響波を生産する。この音響波は生体中で伝搬し、生体表面に到達するので、生体表面に設置した音響センサ13により検出し、この音響波を増幅器14を介してデジタルオシロスコープ15で解析する。音響センサの信号強度は試料中の吸収物質の濃度に比例するので、定量分析を行うことができる。コンピュータ7では音響信号の強度から目的物質濃度に換算し、演算結果を表示装置8に表示する。また演算結果を記憶装置9に記憶し、必要に応じて取り出すことができる。

【0016】測定したグルコース濃度、すなわち、血糖値の値に応じてインシュリン量の最適化を図り、インシュリン量に基づく信号をコンピュータから液体注入量制御装置10に入力し、更に液体注入装置11を動作させて針12を介してインシュリンを生体3に自動的に注入する。本実施例に係る無侵襲生体化学計測装置では、近赤外光が生体を透過する必要が無く、グルコースが存在する部位まで到達すれば音響信号が得られるので、厚い生体部位を試料としても測定が可能であり、音響センサを生体の任意の場所に設置することができるという効果が得られる。また、生体中の音速は光速に比べて十分遅いので、光を照射してから一定の時間遅れの後に音響信号を測定すれば、生体の深さ方向の特定場所からの信号を選択的に取り出すことができるという効果も得られる。

【0017】従って、血管の位置および深さを予め調べる必要がなく、それに対応して差延をかけることにより、血管中のグルコース濃度を、組織中のグルコースと分離して高精度に測定することができる。図4は、実施例に係る液体注入器の第1の構成例を示す図である。モータ16の回転運動の動力は、シャフト17を介して、可圧装置18に伝達される。可圧装置18は、液体を保持する容器19とねじ部20で接続されており、上記可圧装置18と容器19で囲まれる空間に、インシュリン溶液21が保持される。インシュリン溶液21が保持される空間には、孔22が形成されており、この孔22にチューブ23の一端が接続され、他端に針24が接続されている。

る。モータ16の回転運動の動力に合わせて可圧装置18が回転すると、わじの作用により、可圧装置18は容器19の内部を直線運動する。

【0018】この直線運動により、インシュリン溶液21に圧力がかかり、チューブ23および針24を經由して、インシュリンが体内に注入される。可圧装置18が容器19内を進む距離は、回転数によって制御することができるので、注入するインシュリン量を正確に制御することができる。図5は、液体注入器の第2の構成例を示す図である。本構成例は、図4に示した第1の構成例において、チューブ23に流量制御装置25を設置し、液体注入量制御装置26と接続したものである。液体注入量制御装置26は、モータおよびコンピュータからの信号に対応して上記モータの動作を制御する制御回路から構成されている。流量制御装置25によりチューブ中の液体流量を常にモニターし、制御回路によりモータにフィードバックするので、正確な量で安定した流量のインシュリンを体内に供給することができる。

【0019】図6は、液体注入器の第3の構成例を示す図である。本構成例は、図5に示した第2の構成例において、モータ16により直線運動の動力をシャフト17を介して可圧装置18に伝達するようにしたものである。従って、可圧装置18と容器19の間はわじ部が形成されておらず、Oリングのような漏れ防止機構27が可圧装置に設置されている。本構成では、インシュリン溶液の漏れをOリングなどで容易に、かつ、完全に防ぐことができる。図7は、本発明の他の実施例に係る携帯用血糖値管理システムの概要を示す外観図である。本実施例に係る携帯用血糖値管理システムは、検出部28、信号処理部29、液体注入部30から構成されており、上述の3つの部分がフレキシブルな信号線31で接続されている。検出部28には、少なくとも半導体レーザ1および半導体光検出器2が設置されている。

【0020】信号処理部29は、表示部8、入力部32、記憶部、およびコンピュータなどから構成される。液体注入部はいくゆるウェストバックの形態を有しており、フレキシブルなベルト33の露わった容器に液体注入装置および液体注入量制御装置などが設置されている。また、インシュリンを体内に注入するためのチューブ23および針24が設けられている。図8に、上述の検出部28の構成例を示す。半導体レーザ1およびコリメータレンズ5をモジュール化して、第1の支柱34の一端に固定する。同様に、光検出器2および保護ガラス35をモジュール化して、第2の支柱34'の一端に固定する。第1および第2の支柱の他端は、支点36で接続されており、半導体レーザおよび光検出器は、支点36を中点として円周方向に移動可能な構造となっている。

【0021】第1および第2の支柱には、例えば、パネのような引っ張り力を提供する手段37が設けられてお

り、常に一定の力で第1および第2の支柱、すなわち半導体レーザと光検出器を引っ張り張っている。一方、支点36には、ストップバ38が設けられており、第1および第2の支柱が一定距離以上近づくことができない構造となっている。本検出部では、引っ張り力を提供する機構37の力により、半導体レーザ1と光検出器2の間に生体3をはさみ、ストップバ38により半導体レーザ1と光検出器2の間隔を常に一定に保つことができるので、高精度の測定を行うことができる。図9に、図7中の液体注入部30の構成例を示す。本液体注入部30には、保温容器39が備えられており、該保温容器39の中に、モータ16および液体注入器40が設置されている。

【0022】このようにインシュリン溶液を保温容器に保管することにより、インシュリン活性の低下を防ぐことができる。また、本液体注入部30には、液体注入量制御装置10、流量制御装置25、電源部41、チューブ23および針24が設置されている。図7、図8および図9に示した血糖値管理システムでは、被検者は検出部28を例えば耳たぶに設置し、信号処理部29を胸ポケットに持ち、液体注入部30を腰に装着して本システムを使用することができ、被検者の時間を拘束することなしに血液中のグルコース濃度を無侵襲に連続モニタリングし、その値に応じてインシュリンを適切なタイミングで微量体内に自動注入することが可能となり、血糖値を常に適切な範囲に維持することができる。

【0023】なお、上記各実施例はいずれも本発明の一例を示したものであり、本発明はこれらに限定されるべきものではないことは言うまでもないことである。例えば、血液中のグルコース濃度の無侵襲モニタリング方式、インシュリンを適切なタイミングで微量体内に自動注入する方式は、実施例に示した方式に限定されるものではない。また、体内に自動注入する液体もインシュリン単独に限らず、必要により、他の薬効成分を適宜混合したものであることも可能である。

【0024】

【発明の効果】以上、詳細に説明した如く、本発明によれば、血糖値を無侵襲に連続モニタリングまたは間欠測定し、その値に応じて定量的にインシュリン供給量を最適化して、更に自動的にインシュリンを体内に注入するに用いる好適なシステムを実現できるという顕著な効果を奏するものである。

【0025】より詳細には、本発明に係る血糖値管理システムでは、無侵襲的に計測した血糖値に応じてインシュリンを体内に自動注入することができるので、消毒などの煩雑な作業や、人前で採血および注射器による注入を必要とせず、前衛をはばからないという問題や感染の危険性を大幅に低減させることができる。また、インシュリンを注射する際、インシュリンの注入量、注入のタイミングなどをコンピュータにより正確に定量的に最適化することができるので、低血糖の状態に陥る危険性を大

幅に低減させることができる。結果として、被検者は血糖値測定およびインシュリン注入のための時間に拘束されることがなく、血糖値を常に適切な範囲に維持することができるため、快適な生活を送ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施例に係る光透過方式による血糖値管理システムの構成図である。

【図2】本発明の第2の実施例に係る光透過方式差動型による血糖値管理システムの構成図である。

【図3】本発明の第3の実施例に係る光音響方式による血糖値管理システムの構成図である。

【図4】実施例に係る第1の液体注入器の概略図である。

【図5】実施例に係る第2の液体注入器の概略図である。

【図6】実施例に係る第3の液体注入器の概略図である。

【図7】実施例に係る携帯型血糖値管理システムの外観図である。

【図8】実施例に係る無侵襲生化学検出部の構成図である。

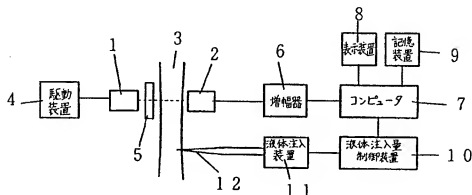
【図9】実施例に係る液体注入部の構成図である。

【符号の説明】

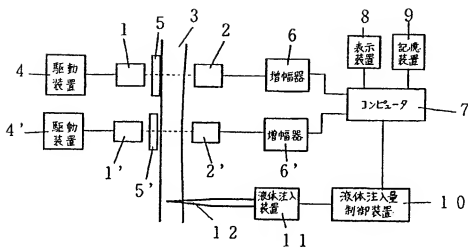
1 半導体レーザ

- 2 光検出器
- 3 試料(生体)
- 4 駆動装置
- 5 コリメータレンズ
- 6, 14 増幅器
- 7 コンピュータ
- 8 表示装置
- 9 記憶装置
- 10, 26 液体注入量制御装置
- 11 液体注入装置
- 12, 24 針
- 13 音響センサ
- 15 デジタルオシロスコープ
- 18 可圧装置
- 19 容器
- 21 インシュリン溶液
- 25 流量制御装置
- 28 検出部
- 29 信号処理部
- 30 液体注入部
- 32 入力部
- 39 保冷容器
- 40 液体注入器

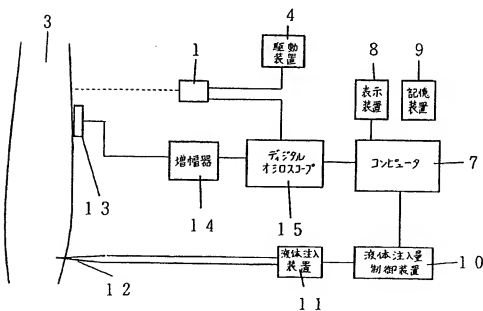
【図1】



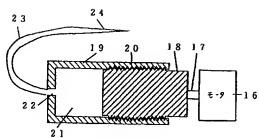
【図2】



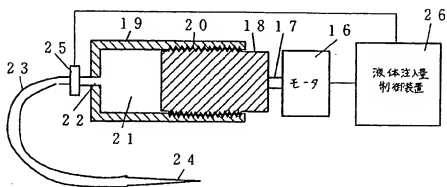
【図3】



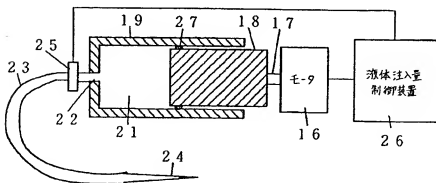
【図4】



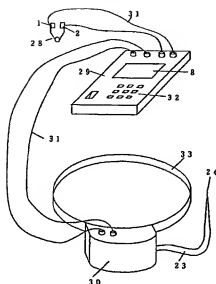
【図5】



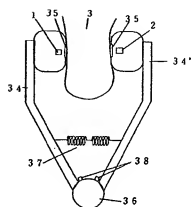
【図6】



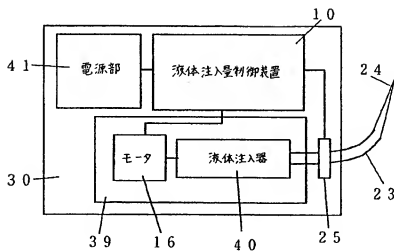
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 藤井 稔子
東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(72)発明者 曾根原 剛志
東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内

(10)

特開平9-192218

(72)発明者 菅 正男

東京都国分寺市東恋ヶ窪1丁目280番地
株式会社日立製作所中央研究所内